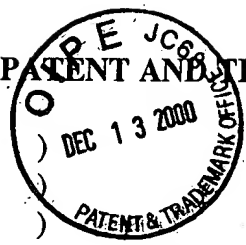


0500

Docket No. 1080.1084 (JDH)

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE



2

In re Patent Application of:

Takatoshi YAMANAKA, et al.

Serial No.: 09/714,292

Filed: November 17, 2000

Group Art Unit: Unassigned

Examiner: Unassigned

For: **IMAGE PROCESSING APPARATUS, IMAGE PROCESSING METHOD, AND
IMAGE PROCESSING PROGRAM STORAGE MEDIUM**

**SUBMISSION OF CERTIFIED COPY OF PRIOR FOREIGN
APPLICATION IN ACCORDANCE
WITH THE REQUIREMENTS OF 37 C.F.R. §1.55**

*Assistant Commissioner for Patents
Washington, D.C. 20231*

Sir:

In accordance with the provisions of 37 C.F.R. §1.55, the applicants submit herewith a certified copy of the following foreign application:

Japanese Patent Application No. Hei 11-329571 filed November 19, 1999; and
Japanese Patent Application 2000-325269, filed: October 25, 2000.

It is respectfully requested that the applicants be given the benefit of the foreign filing date as evidenced by the certified papers attached hereto, in accordance with the requirements of 35 U.S.C. §119.

Respectfully submitted,

STAAS & HALSEY LLP

By: 

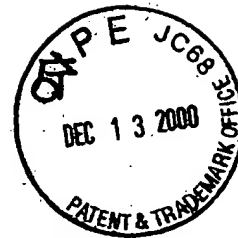
James D. Halsey, Jr.

Registration No. 22,729

700 11th Street, N.W., Ste. 500
Washington, D.C. 20001
(202) 434-1500
Date: December 13, 2000

日 本 国 特 許

PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT



別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application:

1 9 9 9 年 1 1 月 1 9 日

出 願 番 号
Application Number:

平成 1 1 年 特 許 願 第 3 2 9 5 7 1 号

出 願 人
Applicant (s):

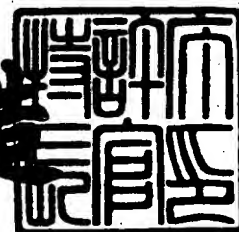
富士通株式会社

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2 0 0 0 年 1 2 月 1 日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Patent Office

及 川 耕 造



【書類名】 特許願

【整理番号】 9902714

【提出日】 平成11年11月19日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 H04N 1/413

【発明の名称】 医用画像処理装置、医用画像処理方法、および記憶媒体

【請求項の数】 5

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県川崎市中原区上小田中 4 丁目 1 番 1 号 富士通株式会社内

【氏名】 山中 隆敏

【特許出願人】

【識別番号】 000005223

【氏名又は名称】 富士通株式会社

【代理人】

【識別番号】 100094330

【弁理士】

【氏名又は名称】 山田 正紀

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 017961

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9704376

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 医用画像処理装置、医用画像処理方法、および記憶媒体

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 医用画像に画像処理を施す医用画像処理装置において、
医用画像を得るときの撮影条件に応じた、医用画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておく画像処理条件記憶部、

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影条件とを取得するデータ取得部、および

前記データ取得部で得た撮影条件と同一の撮影条件に対応する画像処理条件を前記画像処理条件記憶部から読み出して、前記データ取得部で得た医用画像に、読み出した画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部を備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 2】 前記画像処理部が、前記データ処理部で得られた医用画像に、少なくとも階調変換処理と周波数強調処理とを施すものであって、

前記画像処理条件記憶部が、撮影条件に応じた、階調変換関数および医用画像の各点のまわりの平均的な濃度を変数とした周波数強調の度合いを表わす周波数強調関数を記憶するものであることを特徴とする請求項 1 記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】 前記画像処理部が、階調変換処理の前段に、前記データ取得部で得られた医用画像に、医用画像の各点のまわりの平均的な濃度を変数としたダイナミックレンジ圧縮関数を用いたダイナミックレンジ圧縮処理を施すものであることを特徴とする請求項 2 記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】 医用画像に画像処理を施す医用画像処理方法において、
医用画像を得るときの撮影条件に応じた、医用画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておき、

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影条件とを取得して、取得した医用画像に、取得した撮影条件と同一の撮影条件に対応する画像処理条件に応じた画像処理を施すことを特徴とする医用画像処理方法。

【請求項 5】 コンピュータシステムを、医用画像に画像処理を施す医用画

像処理装置として動作させるためのデータおよびプログラムを記憶した記憶媒体において、

医用画像を得るときの撮影条件に応じた、医用画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておく画像処理条件記憶部、および

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影条件とを取得して、取得した医用画像に取得した撮影条件と同一の撮影条件に対応する画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部を記憶したことを特徴とする記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療分野においてデジタルデータで表わされる医用画像を画像処理する画像処理装置および画像処理方法、およびコンピュータシステムをそのような画像処理装置として動作させるためのデータおよびプログラムを記憶した記憶媒体に関する。

【0002】

【従来の技術】

医療の進歩及び情報処理技術の急速な進歩に伴い医用画像のデジタル化がすみ社会的な基盤が整備される中で医用画像診断の重要性が増している。これまでのX線単純写真の読影（画像診断）はフィルムに出力して画像診断する方法で行われていた。この方法の場合、フィルム運用に関わる診察経費（フィルム、フィルム袋などの直接経費と管理運営費）を要し、かつ画像診断目的に応じて複数枚のフィルム出力が必要になる場合もあり、診療経費の増加や診療時間の増加など大幅なコストアップという問題があった。

【0003】

今後、コンピュータ上でCRTモニタを用いて画像を観察し、読影（画像診断）することが将来必須となることが予想される。この場合、フィルムと同等以上の画像品質が要求される。

【0004】

胸部画像などのX線単純写真をCRTモニタによりそのまま表示したのでは、

CR (Computed Radiography) 撮影装置より出力されたX線単純写真のデジタルデータは装置に依存した独自の画像データであったり、コントラストがなく医用画像診断に適さないような画像データであったりする。かつCR撮影装置自体がフィルム特性を考慮したものであって、CRTモニタを考慮した画像データではないという問題が発生する。

【0005】

そこで、CRTモニタにそのまま表示するのではなく、診断に適した画像を得るように画像処理を行ない、その画像処理を行なった後の画像を診断に供することが考えられる。

【0006】

ところが、様々な医用画像を取り扱う場合に、ある医用画像（例えば胸部のX線単純写真）で良好な画像を得ることができるよう画像処理条件を調整すると、他の医用画像（例えばマンモグラフィー）ではかえって診断に適さない画像になってしまうなど、画像処理条件の設定が極めて困難であるという問題がある。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

本発明は、上記事情に鑑み、様々な医用画像について適切な画像処理を行なうことができる医用画像処理装置および医用画像処理方法、およびコンピュータシステムをそのような医用画像処理装置として動作させるためのデータおよびプログラムを記憶した記憶媒体に関する。

【0008】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成する本発明の医用画像処理装置は、医用画像に画像処理を施す医用画像処理装置において、

医用画像を得るときの撮影条件に応じた、医用画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておく画像処理条件記憶部、

医用画像と、その医用画像を得たときの撮影条件とを取得するデータ取得部、および

データ取得部で得た撮影条件と同一の撮影条件に対応する画像処理条件を画像

処理条件記憶部から読み出して、データ取得部で得た医用画像に、読み出した画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部を備えたことを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

本発明の医用画像処理装置は、上記のように医用画像を得る時の撮影条件（撮影機種が複数存在する場合は撮影機種の相違も撮影条件に含む。）に応じた画像処理条件を記憶しておいて、医用画像に画像処理を施すにあたっては、その医用画像に適合した画像処理条件に応じた画像処理を施すようにしたものであり、様々な医用画像に対しそれぞれ適切な画像処理を施し、いずれの医用画像についても診断に適した画像を得ることができる。

【 0 0 1 0 】

ここで、上記本発明の医用画像処理装置において、画像処理部が、データ処理部で得られた医用画像に、少なくとも階調変換処理と周波数強調処理とを施すものであるのであって、

画像処理条件記憶部が、撮影条件に応じた、階調変換関数および医用画像の各点のまわりの平均的な濃度を変数とした周波数強調の度合いを表わす周波数強調関数を記憶するものであることが好ましい。

【 0 0 1 1 】

撮影条件に応じた階調変換関数を用いた階調処理と、撮影条件に応じた、医用画像の各点の濃度を変数とした周波数強調の度合いを表わす周波数強調関数を用いた周波数強調処理とを行なうことによって、診断に適した画像を得ることができる。

【 0 0 1 2 】

さらに、上記本発明の医用画像処理装置において、画像処理部が、階調変換処理の前段に、データ取得部で得られた医用画像に、医用画像の各点のまわりの平均的な濃度を変数としたダイナミックレンジ圧縮関数を用いたダイナミックレンジ圧縮処理を施すものであることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

例えば、胸部画像のような広い診断可視域を有する画像について、フィルムに記録された画像と画質を比較した場合、このダイナミック圧縮処理を行わずに

、ROI領域の診断性能を高めようとしてコントラストを強調（ダイナミックレンジを拡大）すると、低濃度部は白く飛び、高濃度部は黒く飛び情報が消滅し、診断可能なROI領域が狭められてしまい、目的に適した画像を作成することができない場合がある。

【0014】

そこで、上記のようなダイナミックレンジ圧縮処理を施すと、画像全体としてのダイナミックレンジは圧縮されて濃度の‘飛び’は抑制され、しかも、上記のダイナミックレンジ圧縮処理によれば画像上の微細な構造は保存されるため、単純なダイナミックレンジ圧縮処理と比べ、その後の画像処理により、診断目的に一層適合した画像を得ることができる。

【0015】

また、上記目的を達成するための本発明の医用画像処理方法は、医用画像に画像処理を施す医用画像処理方法において、

医用画像を得るときの撮影条件に応じた、医用画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておき、

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影条件とを取得して、取得した医用画像に、取得した撮影条件と同一の撮影条件に対応する画像処理条件に応じた画像処理を施すことを特徴とする。

【0016】

さらに、上記目的を達成するための本発明の記憶媒体は、コンピュータシステムを、医用画像に画像処理を施す医用画像処理装置として動作させるためのデータおよびプログラムを記憶した記憶媒体において、

医用画像を得るときの撮影条件に応じた、医用画像に画像処理を施すときの画像処理条件を記憶しておく画像処理条件記憶部、および

医用画像と、該医用画像を得たときの撮影条件とを取得して、取得した医用画像に取得した撮影条件と同一の撮影条件に対応する画像処理条件に応じた画像処理を施す画像処理部を記憶したことを特徴とする。

【0017】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態について説明する。

【0018】

ここでは、パーソナルコンピュータにデータやプログラムが搭載されて本発明の医用画像処理装置として動作する実施形態について説明する。したがって、以下では、先ずパーソナルコンピュータ自体について説明し、次いでそのパーソナルコンピュータで実行される処理内容について説明する。

【0019】

図1は、パーソナルコンピュータの外観斜視図、図2は、そのパーソナルコンピュータのハードウェア構成図である。

【0020】

このパーソナルコンピュータ100は、外観構成上、本体装置110、その本体装置110からの指示に応じて表示画面121上に画像を表示する画像表示装置120、本体装置110に、キー操作に応じた各種の情報を入力するキーボード130、および、表示画面121上の任意の位置を指定することにより、その位置に表示された、例えばアイコン等に応じた指示を入力するマウス140を備えている。この本体装置110は、外観上、フロッピーディスクを装填するためのフロッピーディスク装填口110a、およびCD-ROMを装填するためのCD-ROM装填口110bを有する。

【0021】

本体装置110の内部には、図2に示すように、各種プログラムを実行するCPU111、CPU111での実行のためにプログラムが展開される主メモリ112、各種プログラムやデータ等が保存されるハードディスク装置113、フロッピーディスク10が装填されその装填されたフロッピーディスク10をアクセスするFDドライブ114、CD-ROM11が装填され、その装填されたCD-ROM11をアクセスするCD-ROMドライブ115、医用画像を得る撮影装置あるいはフィルム上に得られた医用画像を読み取ってその医用画像を表わすデジタルデータを得るスキャナ等と接続されてデジタルデータとしての医用画像を受け取る入力インタフェース116、画像処理後の医用画像を外部に送信するための出力インタフェース117が内蔵されており、これらの各種要素と、さら

に図 1 にも示す画像表示装置 1 2 0、キーボード 1 3 0、マウス 1 4 0 は、バス 1 5 0 を介して相互に接続されている。

【0 0 2 2】

図 3 は、本発明の医用画像処理装置の一実施形態の機能ブロック図である。

【0 0 2 3】

この図 3 に示す医用画像処理装置 2 0 0 は、図 1、図 2 に示すパーソナルコンピュータおよび、そのパーソナルコンピュータ内部に記憶されるデータやそのパーソナルコンピュータで動作するプログラムから構成されている。

【0 0 2 4】

この図 3 に示す医用画像処理装置のデータ取得部 2 1 0 には、デジタルデータで表わされた医用画像とその医用画像を得たときの撮影条件が入力され、このデータ取得部 2 1 0 では入力された医用画像と撮影条件とを組合せたオブジェクトが生成される。

【0 0 2 5】

このデータ取得部 2 1 0 は、ハードウェア上は、図 2 に示す入力インタフェース 1 1 6 オブジェクト生成のためのプログラムを格納しておくハードディスク装置 1 1 3 や主メモリ 1 1 2 および、そのプログラムを実行する CPU 1 1 1 等から構成される。このデータ取得部 2 1 0 に入力され組み合わせによりオブジェクトとして生成された医用画像および撮影条件は画像処理部 2 2 0 に入力され、画像処理部 2 2 0 ではその医用画像に画像処理が施される。

【0 0 2 6】

画像処理条件記憶部 2 4 0 には、表 1 ～表 3 に一部例示するように、撮影条件と画像処理条件が互に対応づけられて記憶されており、データ取得部 2 1 0 から送られてきたオブジェクト中の医用画像に画像処理を施すに当たっては、そのオブジェクト中の撮影条件と同一の撮影条件に対応する画像処理条件が画像処理条件記憶部 2 4 0 から読み出され、画像処理部 2 2 0 では、その画像処理条件記憶部 2 4 0 から読み出された画像処理条件に従った画像処理が施される。この画像処理部 2 2 0 は、ハードウェア上は、画像処理プログラムを格納しておく、図 2 に示すハードディスク装置 1 1 3 や主メモリ 1 1 2、その画像処理プログラム

を実行するCPU 1 1 1 等がこれに相当し、画像処理条件記憶部 2 4 0 は、ハードウェア上は、表 1 ～表 3 に例示するような撮影条件と画像処理条件とを組み合わせたテーブルを格納しておくハードディスク装置 1 1 3 がこれに相当する。

【0 0 2 7】

尚、ここでは、画像処理部 2 2 0 で画像処理を施す前の医用画像を、入力画像と称し、画像処理を施した後の医用画像を出力画像と称する。

【0 0 2 8】

表 1 ～表 3 の内容については後述する。

【0 0 2 9】

【表 1】

撮影条件		画像処理条件		
撮影機種	ABC 装置	ダイナミックレンジ圧縮処理 パラメータ		
撮影部位	胸部	マスクサイズ（水平及び垂直）	41	
撮影区分	単純撮影	荷重係数 weight	0.5	
体位／方向	正面	階調処理パラメータ		
方法	一般撮影		A 点	0.000
			B 点	0.029
			C 点	0.117
			D 点	0.260
			E 点	0.436
			F 点	0.670
			G 点	0.880
			H 点	0.970
		I 点	1.000	
		周波数パラメータ		
		マスクサイズ（水平及び垂直）	21	
		第 1 荷重係数 W1	0.4	
		第 2 荷重係数 W2	-0.4	
		周波数強調タイプ	Z	

【0 0 3 0】

【表 2】

撮影条件		画像処理条件	
撮影機種	ABC 装置	ダイナミックレンジ圧縮処理 パラメータ	
撮影部位	胸部	マスクサイズ（水平及び垂直）	41
撮影区分	単純撮影	第 1 荷重係数 weight	0.6
体位／方向	側面	階調処理パラメータ A 点 B 点 C 点 D 点 E 点 F 点 G 点 H 点 I 点	
方法	一般撮影		0.000
			0.029
			0.117
			0.260
			0.436
			0.680
			0.835
			0.930
			1.000
		周波数パラメータ マスクサイズ（水平及び垂直）	21
		第 1 荷重係数 W1	0.3
		第 2 荷重係数 W2	-0.3
		周波数強調タイプ	F

【0 0 3 1】

【表 3】

撮影条件		画像処理条件	
撮影機種	ABC 装置	ダイナミックレンジ圧縮処理 パラメータ	
撮影部位	頸部	マスクサイズ（水平及び垂直）	31
撮影区分	単純撮影	第 1 荷重係数 weight	0.3
体位／方向	側面	階調処理パラメータ A 点 B 点 C 点 D 点 E 点 F 点 G 点 H 点 I 点	
方法	一般撮影		0.000
			0.110
			0.280
			0.520
			0.740
			0.850
			0.912
			0.960
			1.000
		周波数パラメータ マスクサイズ（水平及び垂直）	15
		第 1 荷重係数 W1	0.5
		第 2 荷重係数 W2	-0.5
		周波数強調タイプ	F

【0032】

画像出力部 230 は、画像処理部 220 で画像処理の行なわれた後の出力画像の出力を担当している。ここでいう「出力」は画像として出力（表示）することを含み、ハードウェア上は、図 1，図 2 に示す画像を表示する画像表示装置 120 や出力画像を外部に向けて送信する出力インタフェース 117 等がこれに相当する。

【0033】

画像出力部 230 において表示された医用画像、あるいは外部に送信され外部で表示された医用画像は診断に供される。この表示された医用画像は、撮影条件に応じた画像処理条件による画像処理が施された医用画像であり、医用画像の種類によらず診断上好ましい画像となっている。

【0034】

図 4 は、図 3 に示す医用画像処理装置中の画像処理部 2 2 0 の詳細ブロック図である。

【 0 0 3 5 】

この画像処理部 2 2 0 では、ダイナミックレンジ圧縮処理 2 2 1、階調処理 2 2 2、周波数処理 2 2 3、ヒストグラム解析およびウィンドウレベル処理 2 2 4 が実行される。

【 0 0 3 6 】

これらの処理の詳細は後述する。

【 0 0 3 7 】

図 5 は、本発明の記憶媒体の一実施形態を示す模式図である。

【 0 0 3 8 】

この記憶媒体 3 0 0 は、例えば図 2 に示すハードディスク装置 1 1 3 内のハードディスクであり、この記憶媒体 3 0 0 には画像処理条件記憶部 3 1 0 と画像処理部 3 2 0 が備えられている。画像処理条件記憶部 3 1 0 は、表 1 ～表 3 に例示するような、撮影条件と画像処理条件との対応関係を表わすデータ部分であり、画像処理部 3 2 0 は、医用画像とその医用画像を得たときの撮影条件とを取得して、取得した医用画像に取得した撮影条件と同一の撮影条件に対応する画像処理条件に応じた画像処理を施すプログラム部分である。

【 0 0 3 9 】

この図 5 に示す記憶媒体 3 0 0 は、ハードディスクとは限らず、これらのデータやプログラムをフロッピーディスクやその他の可搬型記憶媒体に記憶させた時は、それらのフロッピーディスクやその他の可搬型記憶媒体も本発明にいう記憶媒体の一例に相当する。

【 0 0 4 0 】

図 6 は、ダイナミックレンジ圧縮処理の原理説明図である。図 6 (A) はダイナミックレンジ圧縮処理前を表し、図 6 (B) はダイナミックレンジ圧縮処理後を表す。図 6 (A) , (B) の横軸は、画像濃度によって区分される画像の場所（胸部画像の場合は、肺野、縦隔部、横隔膜等）を示し、縦軸は画像の階調値を示す。図 6 からわかるように階調変化の小さい部分に対しては、処理前画像の状

態（画像の階調変化状態）を保ち、階調変化の大きい部分に対してのみ、ダイナミックレンジを狭くすることにより、視覚的にコントラストを低下させないような画像を得ることができる。

【0041】

ここで用いられているダイナミックレンジ圧縮処理の基本的なアルゴリズムは、ISO/IEC 12087-2 Image Processing and Interchange (IPI) の Part 2 Programmer's imaging kernel system application program interface で国際標準化されている convolution (コンボリューション) のアルゴリズムを参考にして、医用画像診断用に新しく実現したものである。

【0042】

図7は、図4に示す画像処理部220におけるダイナミックレンジ圧縮処理221を実行するためのダイナミックレンジ圧縮処理プログラムのフローチャートである。

【0043】

先ずステップaにおいて、

原画像： $S(x, y, z, t, b)$

インパルス応答配列 $H(x, y)$

荷重係数 $weight$

をこのプログラム内に入力する。これらのうち、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ を除く、インパルス応答配列 $H(x, y)$ 、荷重係数 $weight$ は、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ に対応する画像処理条件である。

【0044】

ここで、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ は、その処理を実行する前の画像（ここではコンボリューション処理を実行する前の画像）であり、その原画像 $S(x, y, z, t, b)$ の x, y, z, t, b は、それぞれ、水平方向の位置、垂直方向の位置、奥行き、時間、帯域を表わしている。 z （奥行き）は、MRI等で得られるような3次元情報を扱う場合であり、 t （時間）は、超音波、内視鏡

等時間情報（動画）を扱う場合であり、 b （帯域）は、例えば R, G, B 3 色の画像を扱う場合の R, G, B の区別等である。

【0045】

また、インパルス応答配列 $H(x, y)$ は、ここでは一様な値を持ったマスクを表しており、この配列サイズ（マスクサイズ）により、画像の持つ周波数成分のうち最も強調される周波数が定まる。すなわち、大きいサイズのマスクを用いれば低周波数成分の画像が強調され、逆に小さいサイズのマスクを用いれば高周波成分の画像が強調される。

【0046】

このように、非鮮鋭マスクサイズを変化させることにより、診断に重要な周波数帯域を強調し、診断目的に適した診断用画像を作ることができる。

【0047】

ダイナミックレンジ圧縮処理で適用した配列サイズ（マスクサイズ）は、胸部画像の場合、肺野、縦隔膜などの大まかな構造の変化に対応する低周波成分の画像が強調されるようなマスクサイズにした。

【0048】

荷重係数 $weight$ はダイナミックレンジ圧縮の程度を表わす定数である。

【0049】

また、図 7 のステップ a 1 では、ステップ a 4 で行なわれるコンボリューションにおいて、画像境界処理を行なうか否かが指示入力される。この画像境界処理に関しても、その都度オペレータが入力するのに代え、撮影条件に対応した画像処理条件の 1 つとして記憶しておき、その画像処理条件の 1 つとしての画像境界処理の有、無をこのダイナミックレンジ圧縮処理プログラムに入力しても良い。

【0050】

ステップ a 2 では、ダイナミックレンジ圧縮処理画像 $D(x, y, z, t, b)$ 、フィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ 、ダイナミックレンジ圧縮係数曲線 $DR T$ が生成される。このステップ a 2 では、ダイナミックレンジ圧縮処理画像 $D(x, y, z, t, b)$ 、およびフィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ に関しては、それらの配列（領域）のみ確保される。

【0051】

表4は、ダイナミックレンジ圧縮係数テーブルを示した表、図8はダイナミックレンジ圧縮処理曲線を示した図である。

【0052】

【表4】

画像階調値のポイント	DRT 値
0.000 * 画像最大ピクセル値	0.500 * 画像最大ピクセル値
0.304 * 画像最大ピクセル値	0.091 * 画像最大ピクセル値
0.322 * 画像最大ピクセル値	0.070 * 画像最大ピクセル値
0.339 * 画像最大ピクセル値	0.053 * 画像最大ピクセル値
0.356 * 画像最大ピクセル値	0.038 * 画像最大ピクセル値
0.374 * 画像最大ピクセル値	0.024 * 画像最大ピクセル値
0.391 * 画像最大ピクセル値	0.015 * 画像最大ピクセル値
0.409 * 画像最大ピクセル値	0.008 * 画像最大ピクセル値
0.500 * 画像最大ピクセル値	0.000 * 画像最大ピクセル値
1.000 * 画像最大ピクセル値	0.000 * 画像最大ピクセル値

【0053】

表4に示すようなダイナミックレンジ圧縮係数テーブルがあらかじめ記憶されており、図7のステップa2では、そのダイナミックレンジ圧縮係数テーブルの各値の間を直線補間することにより、図8に示すようなダイナミックレンジ圧縮係数曲線DRTが生成される。この図8に示すダイナミックレンジ圧縮係数曲線の横軸は画像階調値（各点の規格化された濃度）、縦軸は、ダイナミックレンジ圧縮の度合を表わすDRT値である。

【0054】

図7のステップa3では、次のステップa4、a5の処理が画像の全範囲について終了したか否かが判定され、未だ全範囲については終了していないときは、次の1画素についてステップa4、a5の処理が行なわれ、画像の全範囲についてステップa4、a5の処理が終了したときは、このダイナミックレンジ圧縮処理を抜ける。

【0055】

ステップ a 4 では、今注目としている 1 画素についてコンボリューション処理が行なわれる。

【0056】

ステップ a 4 の、

$$A(x, y, z, t, b) = S(x, y, z, t, b) (*) H(x, y) \dots\dots (1)$$

は、今注目している 1 画素を中心とした $H(x, y)$ の領域内の画素値の平均値を、改めてその注目している 1 画素の画素値とする処理を表わしており、フィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ は、上記の演算により、高周波成分が低減した、ボケた画像となる。

【0057】

ステップ a 5 では、今注目している 1 画素についてダイナミックレンジ圧縮処理が行なわれる。ステップ a 5 の、

$$D(x, y, z, t, b) = S(x, y, z, t, b) + weight * DRT\{A(x, y, z, t, b)\} \dots\dots (2)$$

のうちの、 $DRT\{A(x, y, z, t, b)\}$ は、今注目している画素の、フィルタ画素 $A(x, y, z, t, b)$ の画素値に応じた DRT 値（図 8 参照）を表わし、(2) 式は、その DRT 値を係数 $weight$ で重み付けた値を、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ の同じ画素の画素値に加算することを意味している。このようにして、図 8 に示すような DRT 曲線を採用することにより、図 6 に示すようなダイナミックレンジ圧縮処理が実現する。

【0058】

図 9 は、図 7 のステップ a 4 におけるコンボリューション処理ルーチンを表わすフローチャートである。

【0059】

ステップ b 1 では、画像の境界判定、即ち、マスク $H(x, y)$ を今注目している 1 画素を中心に原画像に重ねた時、そのマスク $H(x, y)$ が原画像の端から食み出るか否かの判定が行なわれる。

【0060】

境界にかかっていないとき（食み出していないとき）は、ステップ b 2 に進み、ステップ b 3 の処理がマスク H (x, y) の全域について行なわれたか否かが判定され、ステップ b 3 では、マスク H (x, y) の全域について各画素ごとに原画像 S (x, y, z, t, b) とマスク H (x, y) とが乗算されその乗算結果がフィルタ画素 A (x, y, z, t, b) の、今注目している 1 画素の値として累算される。

【0061】

マスク H (x, y) の全域についての累算が終了すると、ステップ b 8 に進み、その 1 画素について、累算により求められた累算値を平均値に戻すスケールファクタ処理が行なわれて、このコンボリューションルーチンを抜ける。

【0062】

ステップ b 1 において、今注目している 1 画素に関し、マスク H (x, y) が原画像 S (x, y, z, t, b) の境界から食み出していると判定された時は、ステップ b 4 に進み、ステップ b 4 では、境界処理を行なうことが指定されているか否かが判定される。境界処理を行なわない場合は、ステップ b 9 に進み、今注目している 1 画素については、原画像の画素値をそのままフィルタ画像の画像値として採用して、このコンボリューション処理ルーチンを抜ける。

【0063】

ステップ a 4 で境界処理を行なう旨判定されたときは、ステップ b 5 に進み、次の 2 つのステップ b 6, b 7 がマスク H (x, y) の全域について終了したか否かが判定される。

【0064】

ステップ b 6 では境界処理が行なわれ、ステップ b 7 ではその境界処理後の画像について、ステップ b 3 と同様にして、累算が行なわれる。

【0065】

ステップ b 6 で採用した境界処理方法は、ISO/IEC 12087-2 Image Processing and Interchange (IPI) の Part 2 Programmer's imaging kernel

system application program interface
 で国際標準化されているconvolve_2dのreflected exterior modeアルゴリズムを参考に実現したものである。この境界処理は、いわば原画像の境界で線対称となるように画素値を折り返すことにより、原画像の境界の外側にまで画素を増やす処理である。

【0066】

ステップb5で、今注目している1画素について累算値が求められるとステップb8に進み、ステップb8では平均値が求められる。

【0067】

以上のようにして画像としてボケたフィルタ画像A(x, y, z, t, b)が生成される。

【0068】

尚、境界処理を行なうか行なわないかの基準は、意味のある情報を含んだ画像が原画像の周縁領域にまで広がっているか否かであり、意味のある情報が周縁領域にまで広がっているときは、画像処理に多少時間がかかっても境界処理を行なうことが好ましく、周縁領域には意味のある情報が少ないときは、境界処理を省略して画像処理に要する時間を短縮することが好ましい。

【0069】

図10は、図4に示す画像処理部220における階調処理222を実行するための階調処理プログラムのフローチャートである。

【0070】

ステップc1では、原画像（階調処理前の画像）S(x, y, z, t, b)と、非線形変換曲線データLOOK {}を入力する。非線形変換曲線データLOOK {}は、画像処理条件（表1～表3参照）の階調処理パラメータ（A点～I点）に基づいて後述するようにして作成されたルックアップテーブルである。

【0071】

ステップc2では、階調処理画像D(x, y, z, t, b)を生成する。尚、ここでは、階調処理画像用の領域の確保を意味し、階調処理画像の各画素の値はステップc4で作成される。

【0072】

ステップc3では、ステップc4の処理が画像の全範囲にわたって終了したか否か判定され、未だのときは、1画素ずつステップc4の処理が行なわれる。

【0073】

ステップc4では、ルックアップテーブル形式の非線形変換曲線データLOOK {} を参照して各画素値の変換が行なわれる。

【0074】

図11は、非線形変換曲線データLOOK {} が示す、原画像の画素値と階調変換画像の画素値との対応関係を表わすグラフである。

【0075】

原画像（横軸）については、0.0（最小濃度）から1.0（最大濃度）までの間、等間隔に9点（A点～I点）取り、階調変換画像（縦軸）には、各点について画像処理条件（表1～表3参照）の階調処理パラメータ（A点～I点）を当てはめる。これらの9点をスプライン曲線で滑らかにつないだものがこの非線形変換曲線データLOOK {} である。スプライン曲線は、「CQ出版社 改訂Cによる科学技術計算 小池 慎一 著」の雲形定期的スプライン曲線のアルゴリズムを参考にして実現している。

【0076】

図12は、非線形変換曲線データ作成処理を示すフローチャートである。

【0077】

先ずステップd1において、x軸（原画像）とy軸（階調変換画像）の9点（A点～I点）の座標値と、データ間の区間間隔値を入力し、非線形変換曲線データの格納領域LOOK {} を確保する。

【0078】

スプライン曲線を作成するにあたっては、両端と中央とで異なる処理が必要であるため、ステップd2において最初の区間（A点～B点の間）の非線形変換曲線データを生成し、ステップd3において中間の区間（B点～H点の間）の非線形変換曲線データを生成し、ステップd4において最後の区間（H点～I点の間）の非線形変換曲線データを生成する。

【0079】

図10のステップc1では、このようにしてあらかじめ作成された非線形変換曲線データLOOK {} が入力され、あるいはそのステップc1においてその非線形変換曲線データLOOK {} が作成される。

【0080】

次に、図4に示す画像処理部220における周波数処理223について説明する。

【0081】

図13は、原画像の階調値に対する、周波数強調の度合いを表わす周波数係数を示す図である。

【0082】

周波数強調タイプFは、原画像の階調値のいかんにかかわらず周波数係数は常に1.0であることを意味し、周波数強調タイプZは、原画像の階調値が大きい（画像の濃度が高い）ほど、より強く周波数強調を行なうことを意味し、周波数強調タイプVは、原画像の一部の階調値区間内のみ周波数強調を行ない、しかもその区間内では大きな階調値ほど強く周波数強調を行なうことを意味している。表1～表3に示すように、画像処理条件の1つとしてこの周波数強調タイプが指定されている。

【0083】

図14は、周波数処理プログラムのフローチャートである。

【0084】

先ずステップe1において、

原画像（周波数処理前の画像） $S(x, y, z, t, b)$ 、

インパルス応答配列（ここでは一様なマスク） $H(x, y)$

荷重係数 W_1, W_2

周波数強調タイプ（F, V, Zのいずれか）

コンボリューション画像境界処理を行なうか否かの指示

を入力する。これらのうち、インパルス応答配列 $H(x, y)$ は画像処理条件中にマスクサイズとして指定されており、荷重係数 W_1, W_2 および周波数強調タ

イプも画像処理条件として指定されている。

【0085】

コンボリューション画像境界処理は、ここではオプションとなっており、1回の画像処理ごとにオペレータが指示するように構成されているが、この画像境界処理を行なうか否かの指定も画像処理条件の1つとしてあらかじめ指定しておいてもよい。

【0086】

ステップe2では、周波数処理を行なった後の画像（周波数処理画像） $D(x, y, z, t, b)$ 、ローパスフィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ 、および周波数強調係数テーブル RT が生成される。周波数処理画像 $D(x, y, z, t, b)$ およびローパスフィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ については、このステップe2ではそれらを格納する領域が確保されることを意味し、実際のデータは、ステップe4, e5で作成される。周波数強調係数テーブル RT は、図13に示すいくつかの周波数強調タイプ F, V, Z のうちの画像処理条件により指定された周波数強調タイプ（例えば表1の場合、周波数強調タイプ Z ）について各階調値ごとの係数を求め、テーブル形式にまとめたものである。

【0087】

ステップe3では1画素ごとに行なうステップe4, e5の処理が画像の全範囲について終了したか否かが判定され、その全範囲内の各画素について1画素ごとにステップe4, e5の処理が行なわれる。

【0088】

ステップe4は、コンボリューションであり、図9を参照して説明済であるため、ここでは重複説明は省略する。コンボリューションの結果、高周波数成分が低下した、いわゆるボケた画像 $A(x, y, z, t, b)$ が生成される。

【0089】

ステップe5では、

$$D(x, y, z, t, b) = S(x, y, z, t, b) + (W1 * RT[S(x, y, z, t, b)] * S(x, y, z, t, b) + W2 * RT[S(x, y, z, t, b)] * A(x, y, z, t, b))$$

..... (3)

に従った周波数処理が行なわれる。

【0090】

この(3)式中の $RT[S(x, y, z, t, b)]$ は、今注目している画素の、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ の画素値(図13の横軸)に対応する周波数係数(図13の縦軸)である。

【0091】

(3)式中の $W1 * RT[S(x, y, z, t, b)] * S(x, y, z, t, b)$ は、上記のようにして求めた $RT[S(x, y, z, t, b)]$ に荷重係数 $W1$ を乗算し、さらにその注目している画素の、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ の画素値を乗算することを意味している。

【0092】

また、これと同様に、(3)式中の $W2 * RT[S(x, y, z, t, b)] * A(x, y, z, t, b)$ は、 $RT[S(x, y, z, t, b)]$ に荷重係数 $W2$ を乗算し、さらにその注目している画素のローパスフィルタ画像 $A(x, y, z, t, b)$ における画素値を乗算することを意味している。

【0093】

したがって(3)式は、それら $W1 * RT[S(x, y, z, t, b)] * S(x, y, z, t, b)$ と $W2 * RT[S(x, y, z, t, b)] * A(x, y, z, t, b)$ を、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ の、その注目している画素の画素値に加算することを意味している。ここで荷重係数 $W2$ はマイナスの値を持っており、したがって(3)式はボケた画像成分(低周波成分)を低減させ、高周波成分を強調する演算式である。

【0094】

ここで、周波数強調タイプという考え方を使用せず $W1$ 、 $W2$ の定数だけで周波数処理を行なうと全濃度域に対して一定の割合で強調されることになるが、胸部画像の場合、縦隔部や横隔膜などの低濃度域で雑音を増幅したりして画像診断の妨げとなったり、または肺野では肺紋理などの正常構造が過大な強調によって異常所見と誤って診断される可能性がある。そこでここでは、周波数強調タイプ

という考え方を取り入れることによってこのような欠点を取り除いている。

【0095】

次に、図4に示す画像処理部220におけるヒストグラム解析及びウィンドウ処理224について説明する。

【0096】

図15は、ヒストグラム解析及びウィンドウ処理プログラムのフローチャートである。

【0097】

ここでは、先ずステップf1において、原画像（この処理を行なう前の画像） $S(x, y, z, t, b)$ を入力し、ステップf2において、その原画像のヒストグラム解析を行なって最大・最小画素値を検出し、それに基づいてウィンドウ幅（最大画素値－最小画素値） $width$ 、およびセンター値（（最大画素値＋最小画素値／2）） $center$ を算出する。

【0098】

ステップf3では、濃度変換処理画像 $D(x, y, z, t, b)$ および濃度変換テーブル $LOOK\{\}$ を生成する。尚このステップf3では、それらを格納する領域が確保されることを意味し、実際のデータは、濃度変換テーブル $LOOK\{\}$ についてはステップf5において作成され、濃度変換処理画像 $D(x, y, z, t, b)$ についてはステップf7において作成される。

【0099】

ステップf4では、ステップf5におけるウィンドウレベル処理が全濃度範囲について終了したか否かが判定され、未だ終了していないときは、各濃度について順次に、

$$LOOK\{e\} = (e / width - center / width + 0.5) * d_MAX \quad \dots\dots (4)$$

に従って、ルックアップテーブル形式の濃度変換テーブル $LOOK\{e\}$ が作成される。

【0100】

この濃度変換テーブル $LOOK\{\}$ は、原画像 $S(x, y, z, t, b)$ を例

例えば図 1 に示す画像表示装置 1 2 0 の表示画面 1 2 1 に表示する場合において、その原画像の最大濃度を画像表示画面 1 2 1 上で表現することのできる最大濃度（最小輝度） d_MAX に変換し、その原画像の最小濃度を、表示画面 1 2 1 上で表現することのできる最低濃度（最大輝度）0. 0に変換するためのテーブルである。

【0 1 0 1】

ステップ f 5 では、各濃度値ごとに順次に濃度変換テーブル LOOK {} が作成され、全濃度範囲について作成が終了するとステップ f 6 に進む。

【0 1 0 2】

ステップ f 6 は、原画像の全画素範囲についてステップ f 7 の濃度変換処理が終了したか否かがモニタされ、未だのときはステップ f 7 に進み、1 画素ごとに濃度変換テーブル LOOK {} が参照されて原画像 $S(x, y, z, t, b)$ が濃度変換処理画像 $D(x, y, z, t, b)$ に変換される。

【0 1 0 3】

このようにして作成された濃度変換処理画像 $D(x, y, z, t, b)$ は、図 3、図 4 に示す画像処理部 2 2 0 から出力画像として出力され、その出力画像は図 3 に示す画像出力部 2 3 0 に入力されて、例えば図 1 に示す表示画面 1 2 1 上に診断用の画像として表示出力される。

【0 1 0 4】

ここでは、上述のように、医用画像の撮影条件に応じた画像処理条件に基づく画像処理を行なうことによって、医用画像の種類を問わず常に診断適性に優れた出力画像を得ることができる。

【0 1 0 5】

図 1 6 は、本実施形態による処理の効果の一例を示す図である。

【0 1 0 6】

ここでは、CR 胸部画像における肺結節患者（異常者）の 1 5 症例と正常患者の 8 症例との計 2 3 症例で放射線科の読影医によって Receiver Operating Characteristic（受信者動作特性）解析評価法でフィルムと本発明を用いて画像処理を施したデジタル画像について実験した。

【0 1 0 7】

図 1 6 はその実験結果を示す図である。図 1 6 の見方について説明する。

【0 1 0 8】

図 1 6 の Y 軸 (T P F) : 異常を正しく異常ありと判断した率。

【0 1 0 9】

図 1 6 の X 軸 (F P F) : 正常を誤って異常ありと判断した率。

【0 1 1 0】

図 1 6 により R O C 曲線が $T P F = 1.0$, $F P F = 0.0$ に近づけば近づくほど特性はよいとする。この理想の状態は、異常のものを提示されたら必ず異常ありと判断し、正常なものを提示されたら必ず正常であると判断し、異常と正常を完全に区分けできる状態である。

【0 1 1 1】

また、図 6 中の $A z$ は R O C 曲線下の面積であり、 $T P F = 1.0$, $F P F = 0.0$ の場合は、 $A z$ は 1.0 になる。

【0 1 1 2】

よって図 1 6 の結果より、フィルムに比べて本実施形態を用いて画像処理を施したデジタル画像のほうが、診断能がよい結果となり、肺血管の微細構造の抽出及び縦隔構造の抽出能が向上し、病変の検出能が向上する効果がある。

【0 1 1 3】

尚、以上述べた実施形態では X 線写真を医用画像とする例を中心に説明したが、本発明は X 線写真に限らず、例えば超音波診断装置による医用画像、胃カメラによる医用画像、MRI による医用画像等、様々な医用画像に適用することができるものである。

【0 1 1 4】

【発明の効果】

以上、説明したように、本発明によれば、医用画像の種類によらず常に適切な画像処理を行ない常に診断能の高い画像を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

パーソナルコンピュータ 5 0 の外観斜視図である。

【図 2】

パーソナルコンピュータ 5 0 のハードウェア構成図である。

【図 3】

本発明の医用画像処理装置の一実施形態の機能ブロック図である。

【図 4】

図 3 に示す医用画像処理装置中の画像処理部 2 2 0 の詳細ブロック図である。

【図 5】

本発明の記憶媒体の一実施形態を示す模式図である。

【図 6】

ダイナミックレンジ圧縮処理の原理説明図である。

【図 7】

図 4 に示す画像処理部 2 2 0 におけるダイナミックレンジ圧縮処理 2 2 1 を実行するためのダイナミックレンジ圧縮処理プログラムのフローチャートである。

【図 8】

ダイナミックレンジ圧縮処理曲線を示した図である。

【図 9】

図 7 のステップ a 4 におけるコンボリューション処理ルーチンを表わすフローチャートである。

【図 1 0】

図 4 に示す画像処理部 2 2 0 における階調処理 2 2 2 を実行するための階調処理プログラムのフローチャートである。

【図 1 1】

非線形変換曲線データ LOOK {} が示す、原画像の画素値と階調変換画像の画素値との対応関係を表わすグラフである。

【図 1 2】

非線形変換曲線データ作成処理を示すフローチャートである。

【図 1 3】

原画像の画素値に対する、周波数強調の度合いを表わす周波数係数を示す図で

ある。

【図 1 4】

周波数処理プログラムのフローチャートである。

【図 1 5】

ヒストグラム解析及びウィンドウ処理プログラムのフローチャートである。

【図 1 6】

本実施形態による処理の効果の一例を示す図である。

【符号の説明】

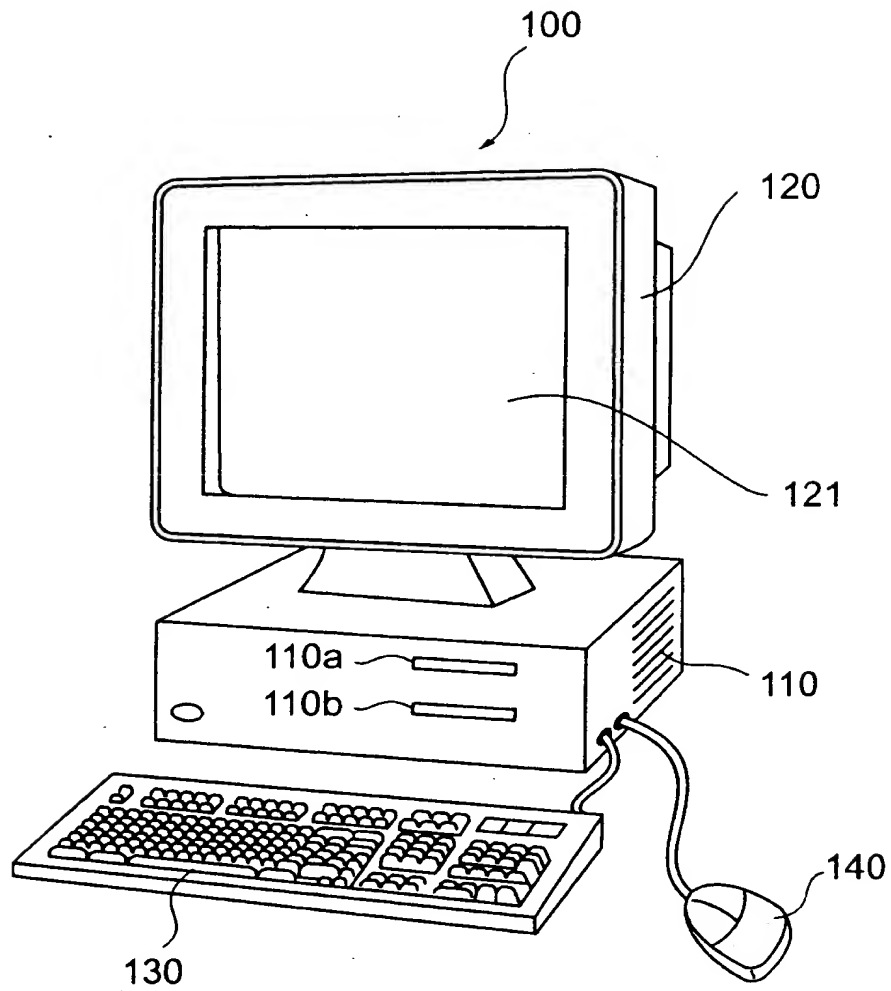
- 1 0 フロッピーディスク
- 1 1 CD-ROM
- 1 0 0 パーソナルコンピュータ
- 1 1 0 本体装置
- 1 1 0 a フロッピーディスク装填口
- 1 1 0 b CD-ROM装填口
- 1 1 1 CPU
- 1 1 2 主メモリ
- 1 1 3 ハードディスク装置
- 1 1 4 FDドライブ
- 1 1 5 CD-ROMドライブ
- 1 1 6 入力インタフェース
- 1 1 7 出力インタフェース
- 1 2 0 画像表示装置
- 1 3 0 キーボード
- 1 4 0 マウス
- 2 0 0 医用画像処理装置
- 2 1 0 データ取得部
- 2 2 0 画像処理部
- 2 2 1 ダイナミック圧縮処理
- 2 2 2 階調処理

- 2 2 3 周波数処理
- 2 2 4 ヒストグラム解析およびウィンドウレベル処理
- 2 3 0 画像出力部
- 2 4 0 画像処理条件記憶部
- 3 0 0 記憶媒体
- 3 1 0 画像処理条件記憶部
- 3 2 0 画像処理部

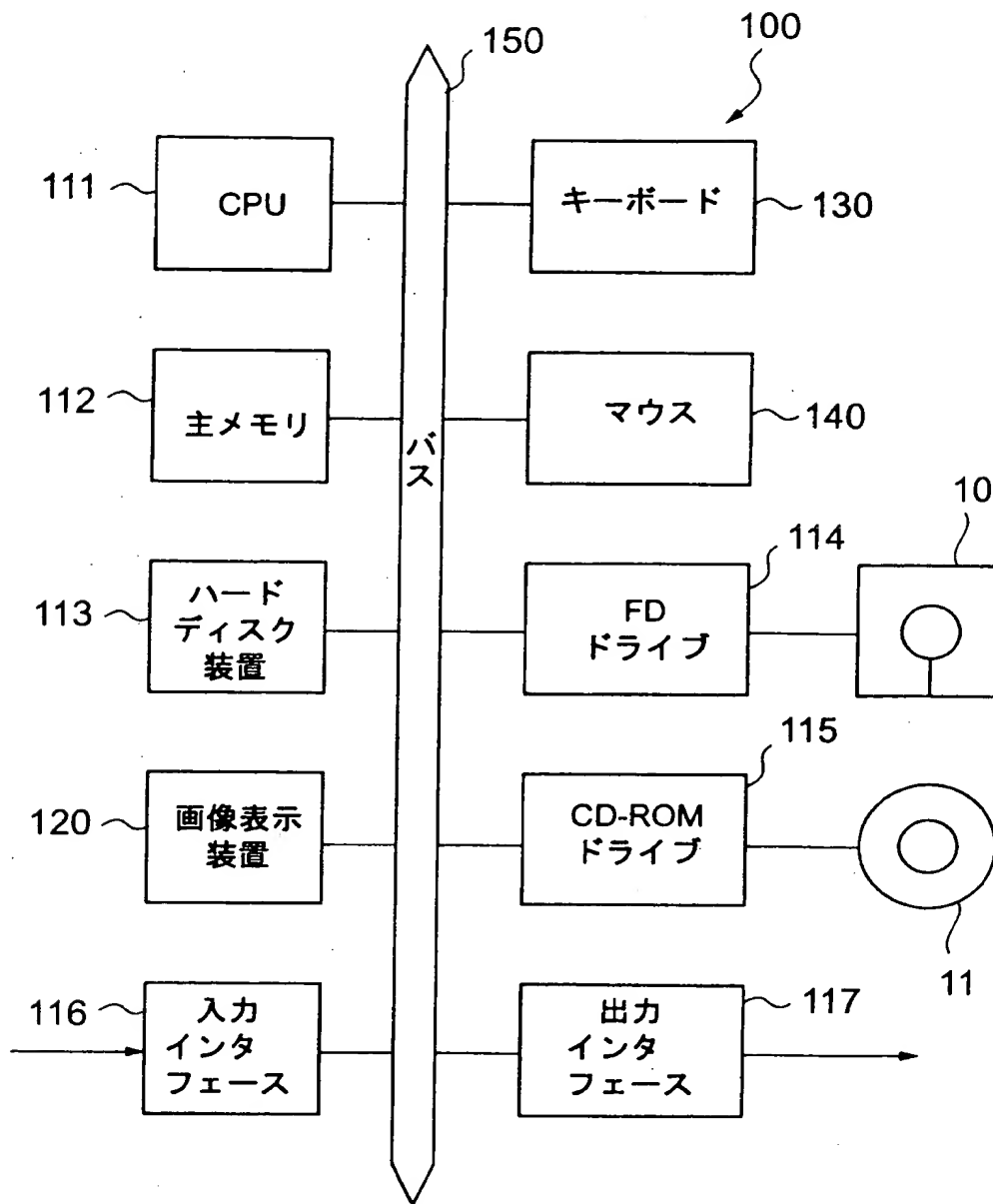
【書類名】

図面

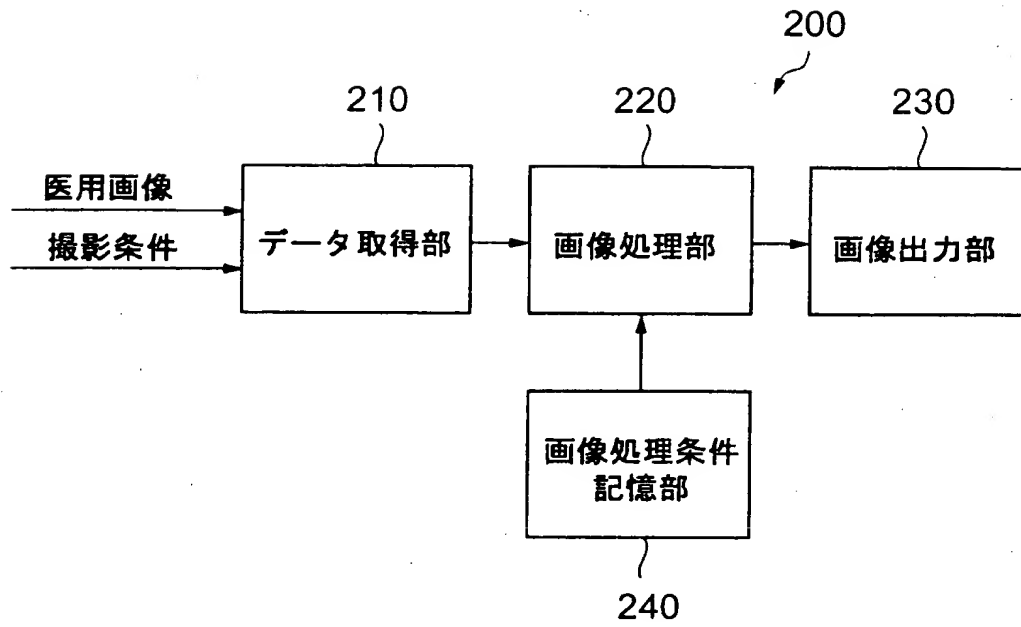
【図 1】



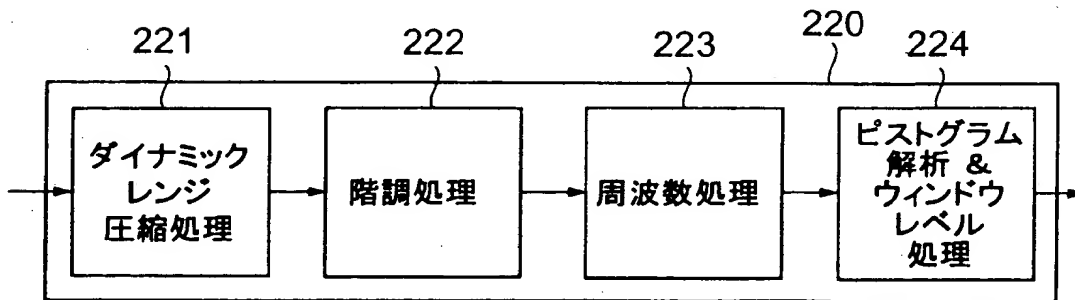
【図 2】



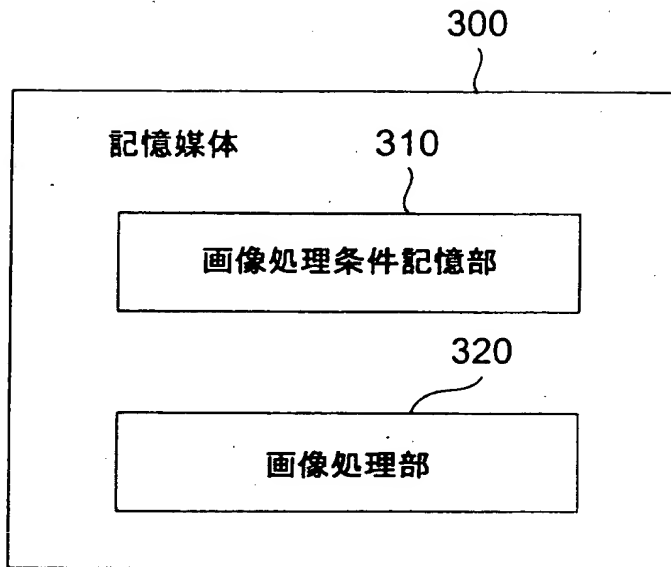
【図 3】



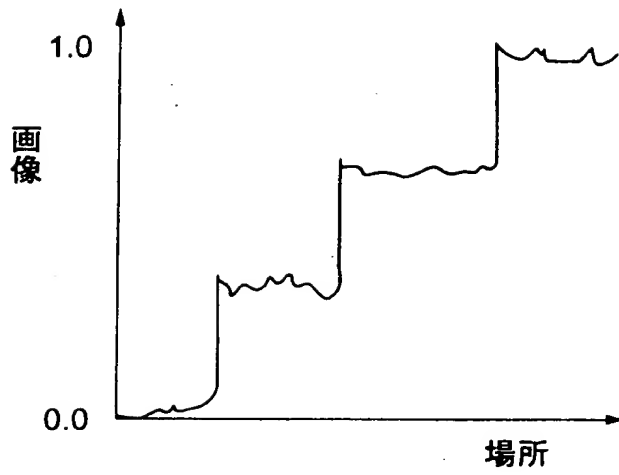
【図 4】



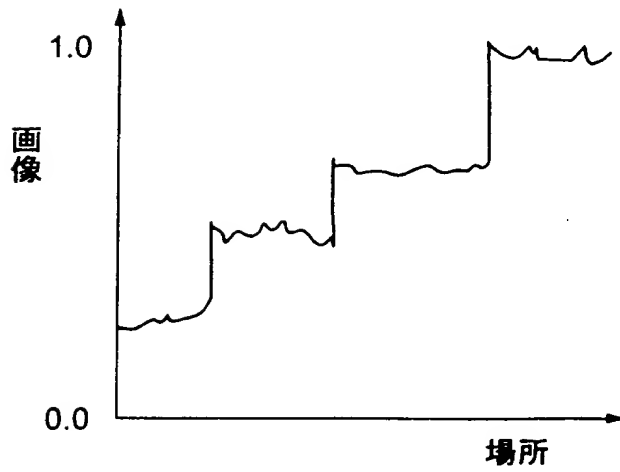
【図 5】



【図 6】

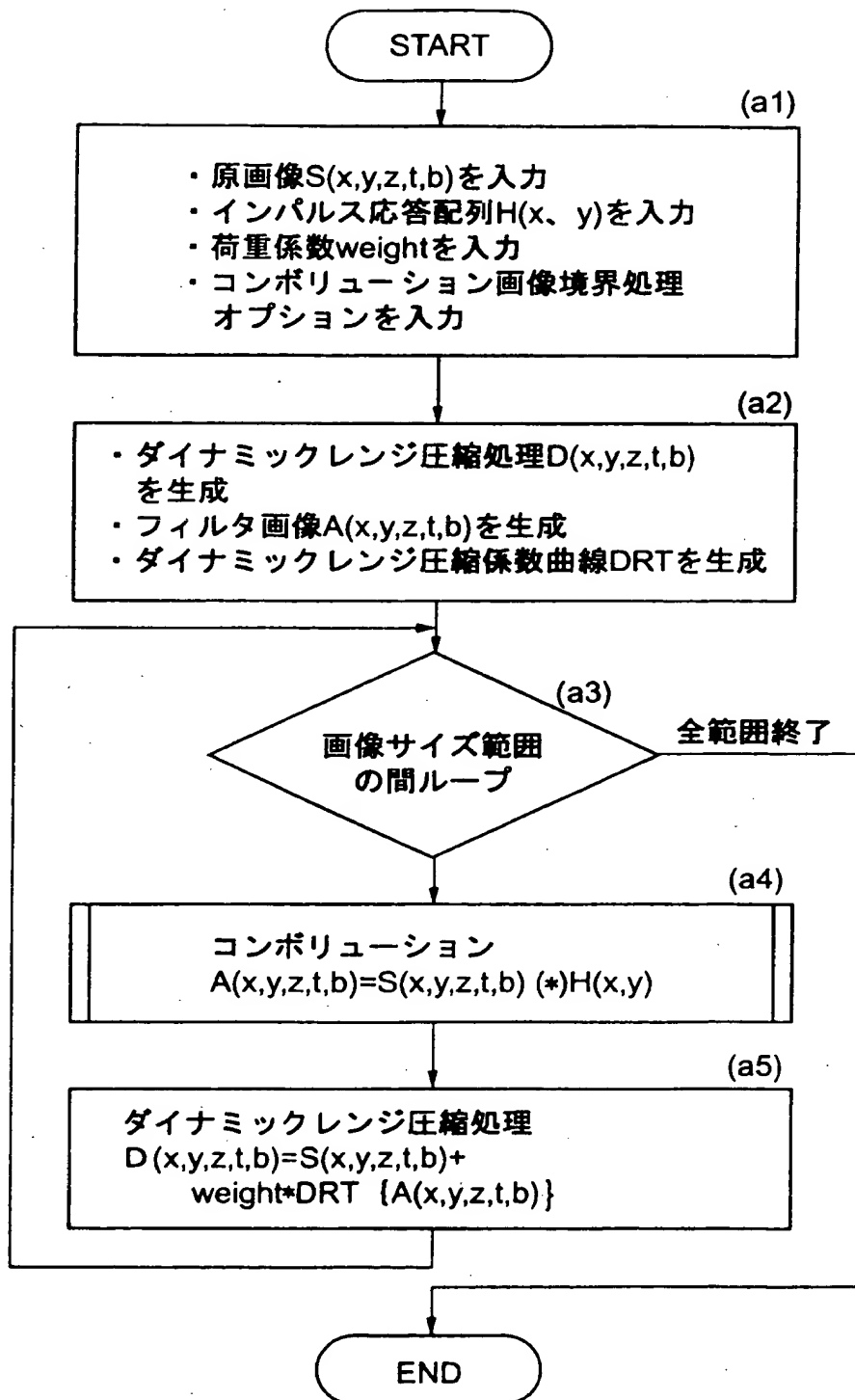


(A)処理前

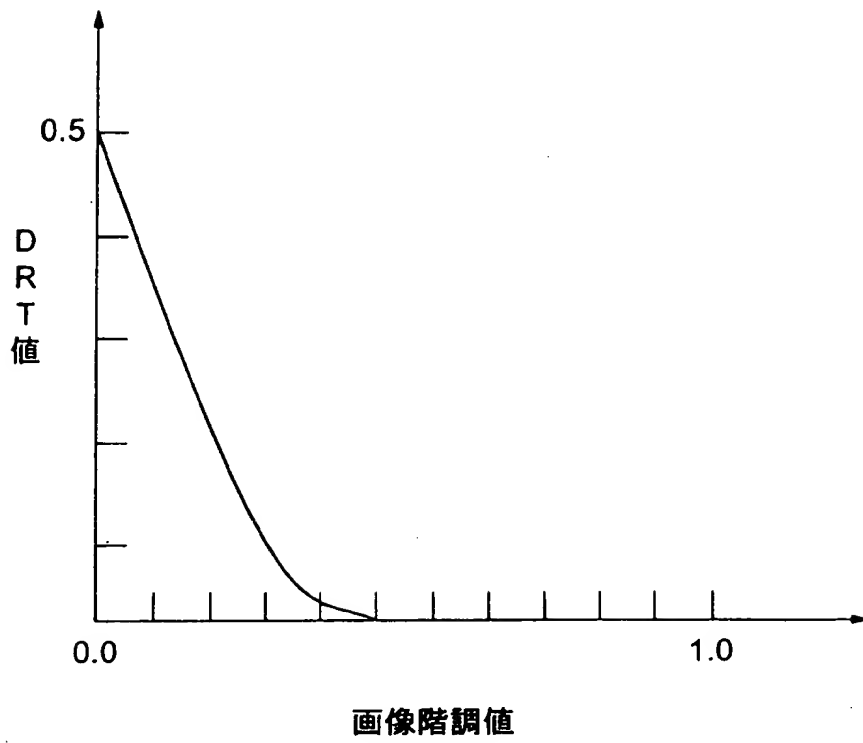


(B)処理後

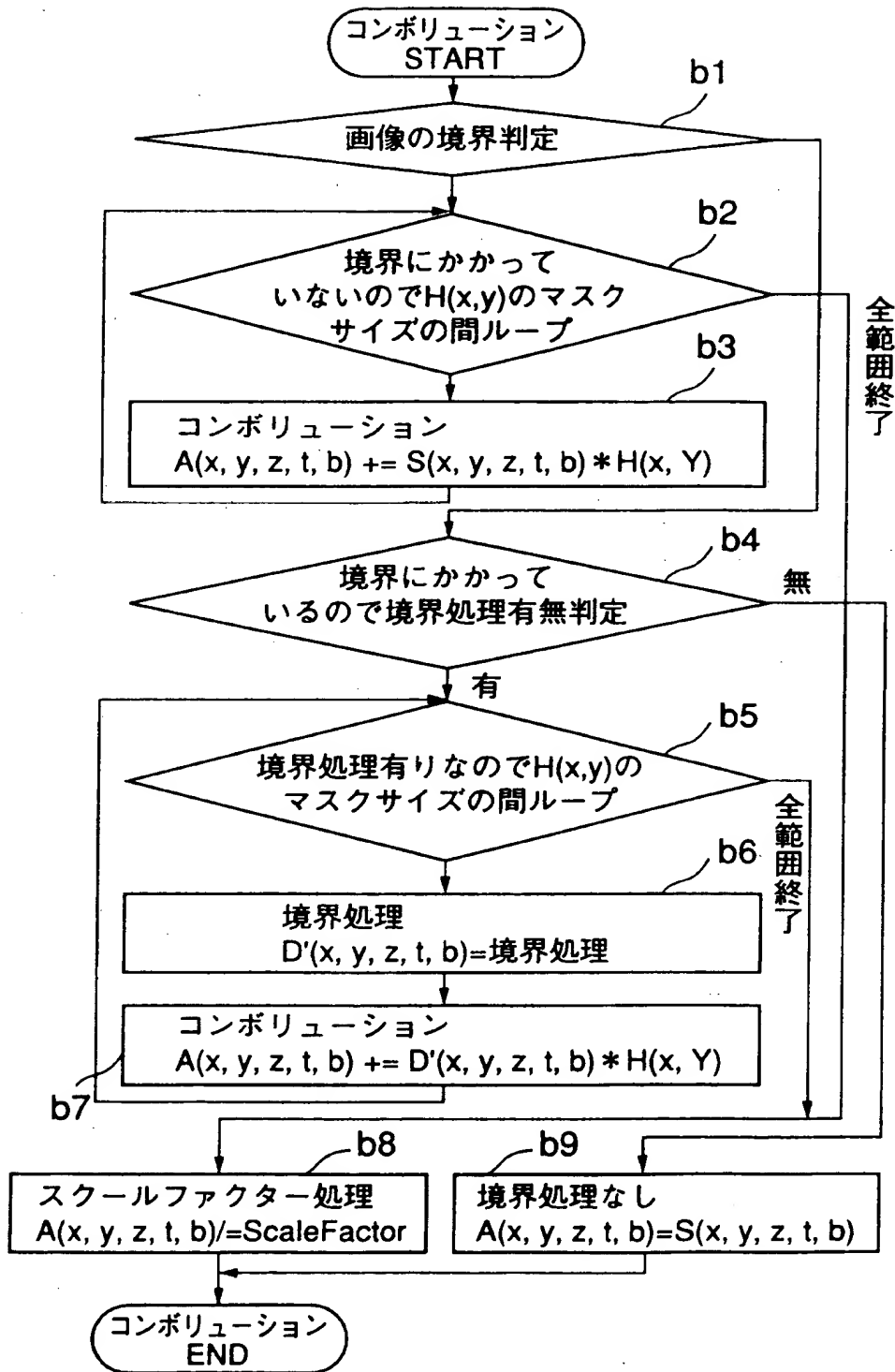
【図 7】



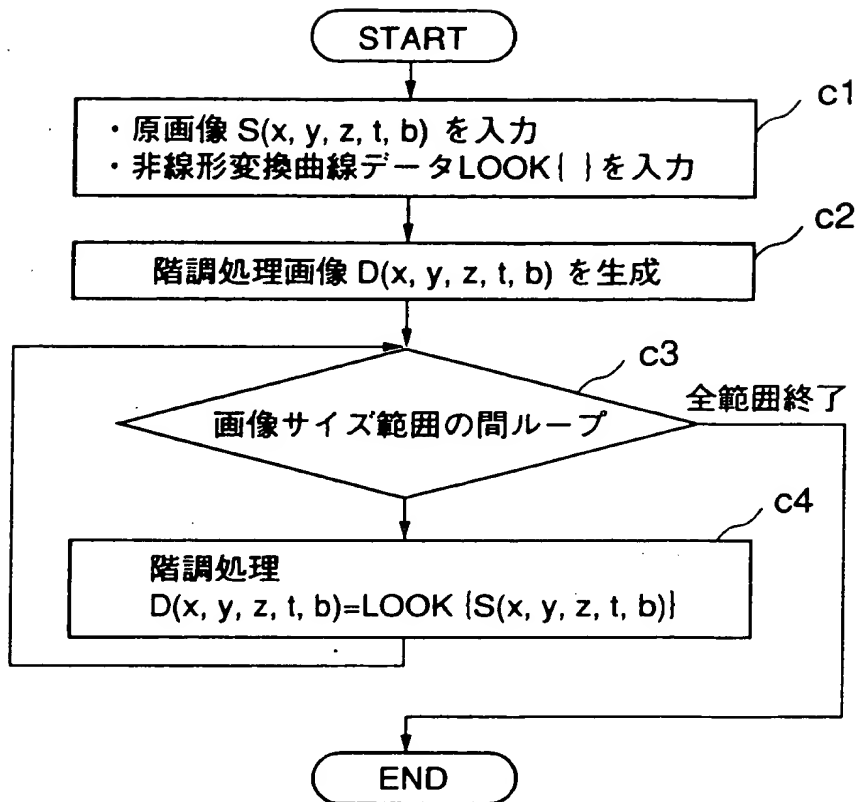
【図 8】



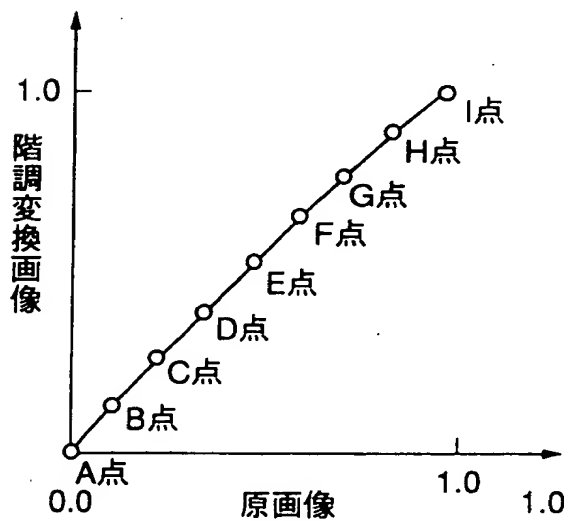
【図 9】



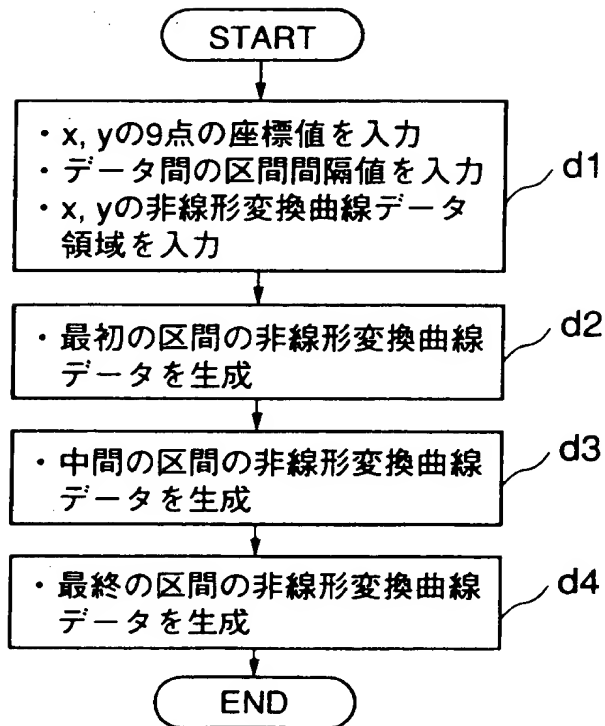
【図 1 0】



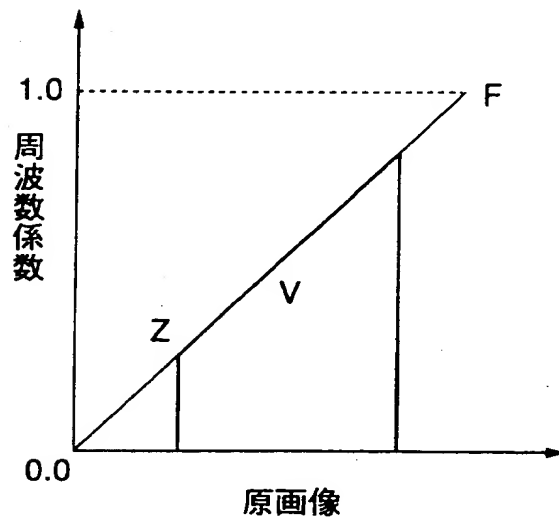
【図 1 1】



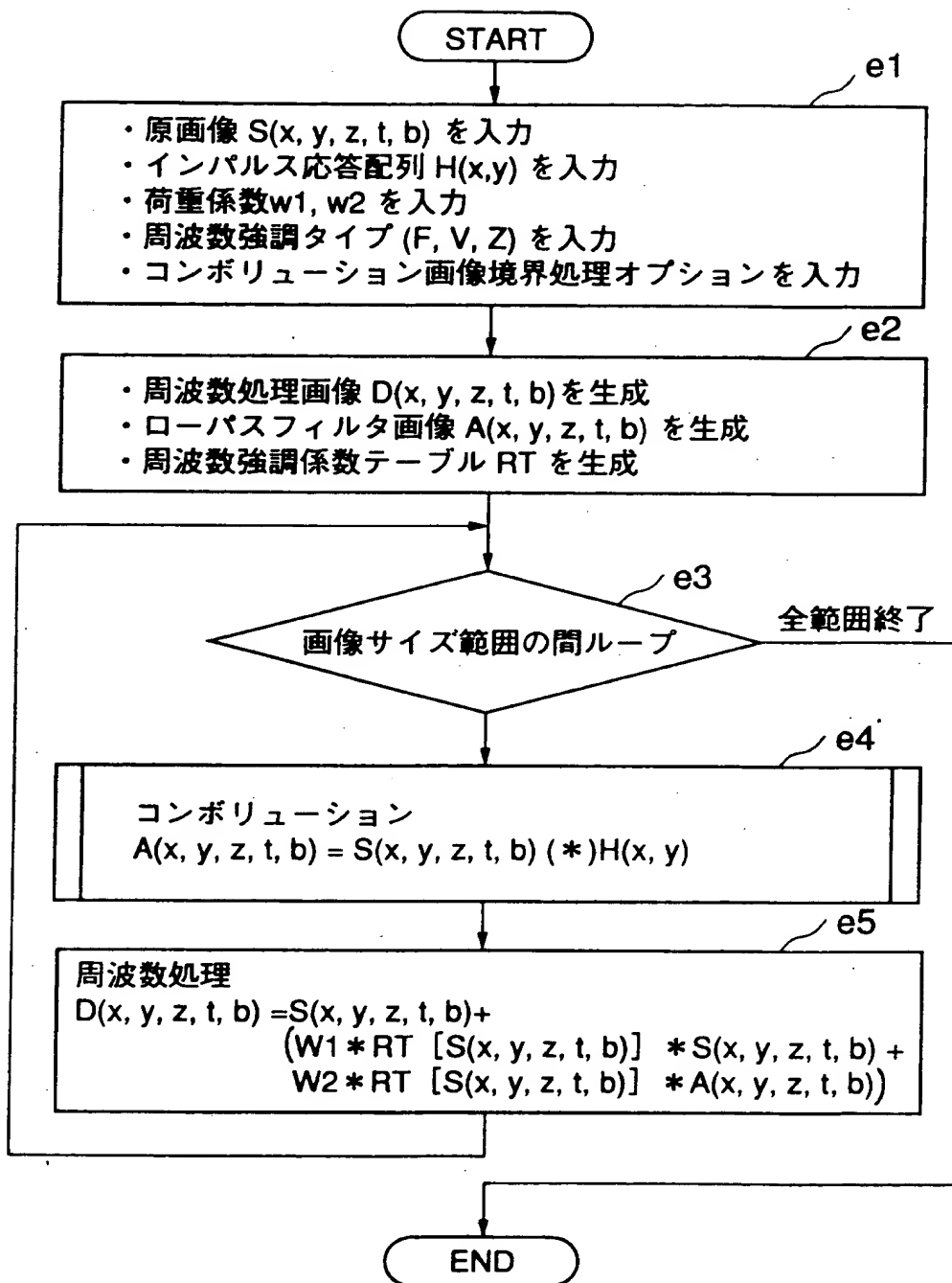
【図 1 2】



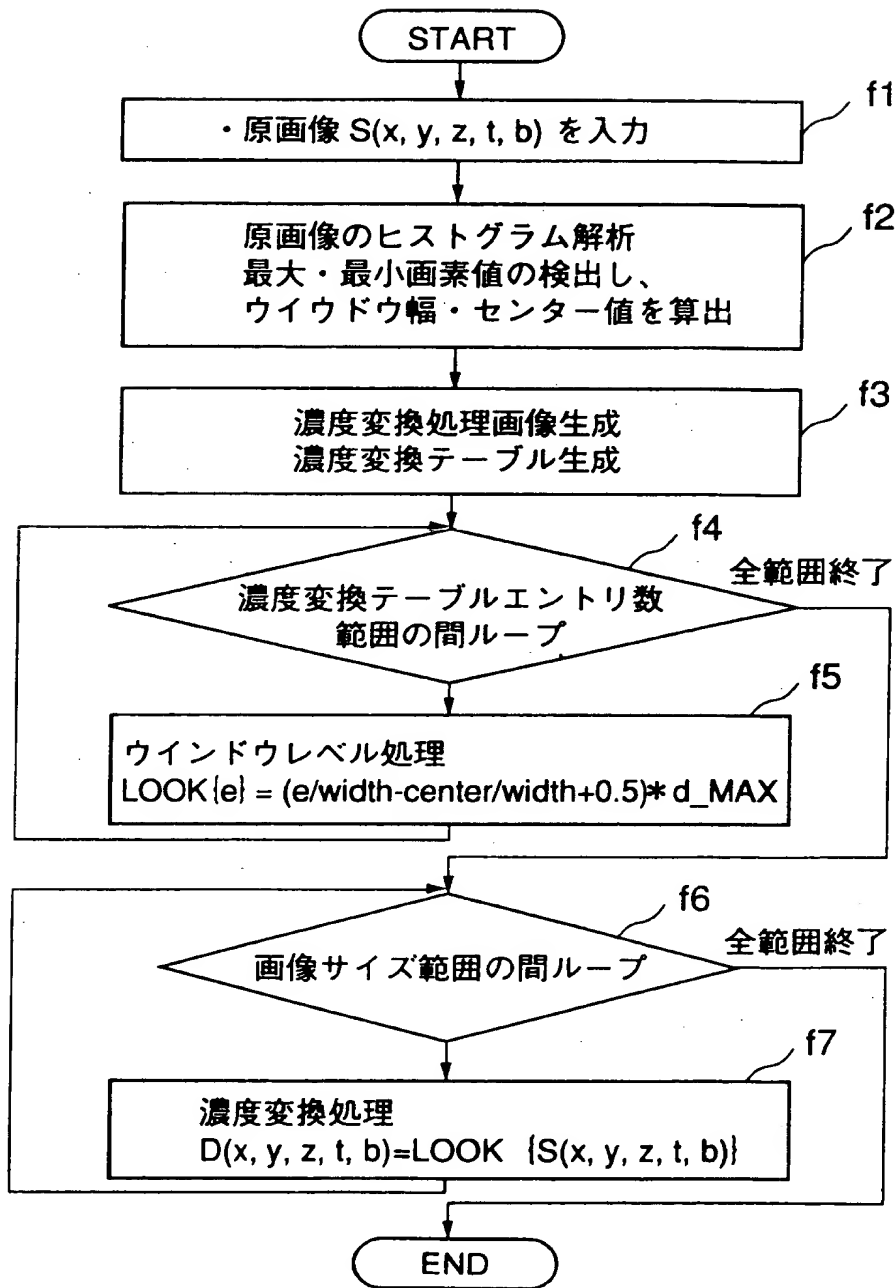
【図 1 3】



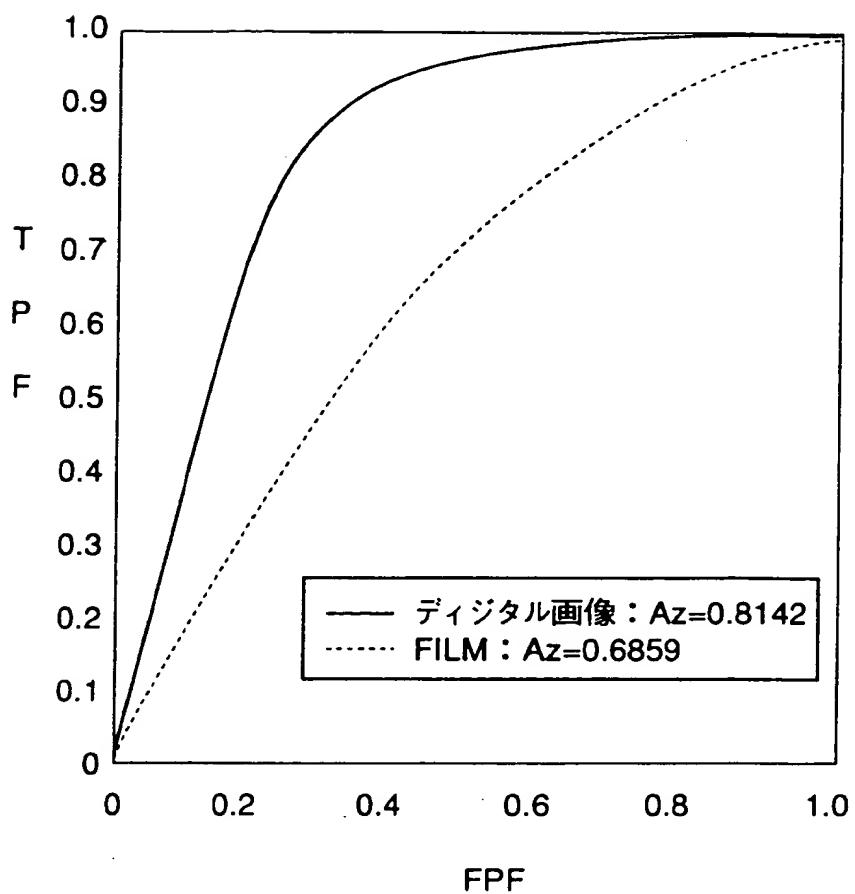
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 本発明は、医療分野においてデジタルデータで表わされる医用画像を画像処理する画像処理装置等に関し、様々な医用画像について適切な画像処理を行なう。

【解決手段】 画像処理条件記憶部 2 4 0 に撮影条件に応じた画像処理条件を記憶しておき、画像処理部 2 2 0 では、医用画像に、その医用画像を得たときの撮影条件に対応する画像処理条件に基づいて画像処理を施す。

【選択図】 図 3

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000005223]

1. 変更年月日 1996年 3月26日

[変更理由] 住所変更

住 所 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号

氏 名 富士通株式会社